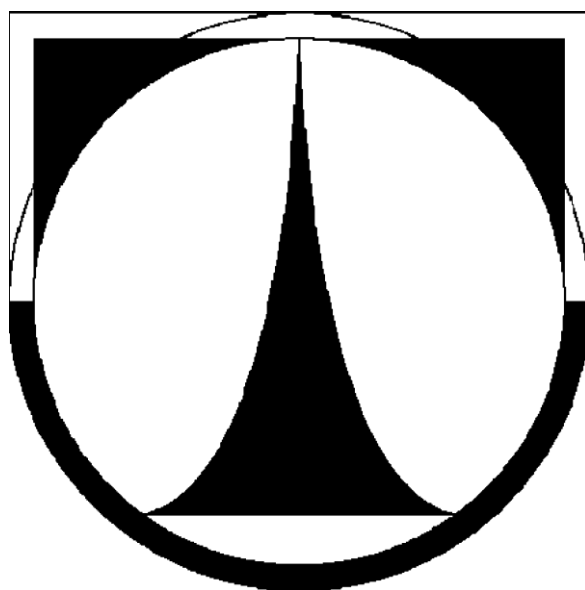


TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Ústav zdravotnických studií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



2013

Jan Svoboda

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Ústav zdravotnických studií

Studijní program: B 3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika

Funkční přepínač napětí pro bipolární a unipolární ablaci

**Functional voltage switch for bipolar and unipolar
ablation**

Bakalářská práce

Autor: **Jan Svoboda**
Vedoucí práce: **Ing. Lucie Hanyášová**

V Liberci 2013

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Ústav zdravotnických studií

Akademický rok: 2011/2012

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Jan Svoboda**
Osobní číslo: **Z10000010**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Funkční přepínač napětí pro bipolární a unipolární ablaci**
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Seznámit se s základními principy ablace a porovnat jednotlivé metody.
Popsat vznik ablačních lézí, vysvětlit rozdíly mezi bipolární a unipolární ablací.
Sestavit funkční přepínač pro bipolární a unipolární ablací.
Sestavený přepínač otestovat.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:

SCHMITT C., ZRENNER B., DEISENHOFER I. Catheter Ablation of Cardiac Arrhythmias, A Practical Approach, 2006. Springer, ISBN 3-7985-1575-1

WILBER D., PACKER D., STEVENSON W. Catheter Ablation of Cardiac Arrhythmias, Basic Concepts and Clinical Applications, 3. vydání, 2008. Futura, Blackwell Publishing.

ISBN 978-1-4051-3117-9

CIHÁK, R. Anatomie. 2. vydání Praha: Grada Publishing, 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5

ROZMAN, J. a kol. Elektronické přístroje v lékařství. 1. vydání. Praha : Academia, 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3.

EISENBERGER, M. BULAVA, A. FIALA, M. ZÁKLADY SRDEČNÍ ELEKTROFYZIOLOGIE A KATÉTROVÝCH ABLACÍ. 1. vydání Praha: Grada Publishing, 2012. 264 s. ISBN 978-80-247-3677-8

FERKO, A. VOBORIL, Z. ŠMEJKAL, K. BEDRNA J. Chirurgie v kostce. 1. vydání Praha: Grada Publishing, 2002. 596 s. ISBN 978-80-247-0230-8.

MURGATROYD, F. KRAHN, A. YEE, R. SKANES, A. KLEIN, G. Handbook of cardiac electrophysiology: A practical guide to invasive EP studies and catheter ablation. 1. vydání: ReMedica Publishing, 2002. 238s. ISBN 978-1901346374

HAMPTON, J. R. EKG stručně, jasně, přehledně. Překlad 6. Vydání Praha: Grada Publishing, 2005. 152 s. ISBN 80-247-0960-0

Vedoucí bakalářské práce:


Ing. Lucie Hanyášová

Ústav zdravotnických studií

Datum zadání bakalářské práce: 31. března 2012

Termín odevzdání bakalářské práce: 30. dubna 2013

prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor



Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 29. března 2013

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, zejména § 60 - Školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL. V tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce a konzultanty.

Datum: 29. 4. 2013

Podpis:

A handwritten signature in black ink, consisting of a stylized 'X' followed by a series of loops and a horizontal stroke.

Poděkování:

Rád bych poděkoval vedoucí mé bakalářské práce Ing. Lucii Hanyášové za její cenné náměty a podněty pro úspěšné dokončení této práce. Dále pak také Ing. Lubomíru Slavíkovi za poskytnutí nástrojů a velmi obětavou podporu při sestavování přepínače.

Také děkuji mým rodičům za bezmeznou psychickou a finanční podporu při studiu na univerzitě.

ANOTACE

| | |
|----------------------|---|
| AUTOR | Jan Svoboda |
| INSTITUTE | UZS - Biomedicínská technika |
| NÁZEV PRÁCE | Funkční přepínač napětí pro bipolární a unipolární ablaci |
| VEDOUcí PRÁCE | Ing. Lucie Hanyášová |
| POČET STRAN | |
| POČET PŘÍLOH | 1 |
| ROK OBHAJOBY | 2013 |
| SOUHRN | <p>Bakalářská práce se věnuje vytvoření funkčního přepínače napětí mezi bipolární a unipolární katetrizační ablací srdce. Práce v její teoretické části obsahuje seznámení s katetrizačními ablacemi srdce obecně. Dále je zde uvedena teorie vedoucí k vytvoření takovéto součástky včetně norem, které musí součástka splňovat pro následné klinické testování. V praktické části je popsána výroba přepínače a otestování jeho funkčnosti. Následně je v práci uveden popis ablace v každém modu přepínače a porovnání vytvořených lézí na mase.</p> |
| KLÍČOVÁ SLOVA | Katetrizační ablace srdce, přepínač napětí, kardiologie, arytmie, klinické normy. |

ANNOTATION

| | |
|-----------------------------|--|
| AUTHOR | Jan Svoboda |
| INSTITUTE | UZS – Biomedical technology |
| THESIS TITLE | Functional voltage switch for bipolar and unipolar ablation |
| SUPERVISOR | Ing. Lucie Hanyášová |
| NUMBER OF PAGES | |
| NUMBER OF APPENDICES | 1 |
| YEAR | 2013 |
| SUMMARY | <p>This bachelor thesis is dedicated to the creation of functional voltage switch for bipolar and unipolar catheter ablation. The theoretical part contains general introduction to the catheter ablation, the theory leading to the creation of that switch, including standards that must be met for clinical testing of that component. The practical part describes the production and the functional testing of the switch. After there are described ablations in both positions of the switch and compared the lesions developed on the meat.</p> |
| KEY WORDS | Catheter ablation, voltage switch, cardiology, arrhythmia, clinical standards. |

Obsah

| | |
|---|----|
| Seznam použitých zkratk..... | 8 |
| Seznam tabulek..... | 9 |
| Seznam obrázků | 9 |
| 1 Úvod | 10 |
| 2 Teoretická část | 11 |
| 2.1 Anatomie srdce | 11 |
| 2.2 Základní popis EKG křivky..... | 12 |
| 2.3 Převodní systém srdeční | 13 |
| 2.4 Přehled srdečních arytmí | 15 |
| 2.5 Katetrizační ablace | 19 |
| 2.6 Jednotlivé typy ablací, typy energií..... | 19 |
| 2.6.1 Radiofrekvenční ablace | 20 |
| 2.6.2 Kryoablace..... | 21 |
| 2.6.3 Laserová ablace | 22 |
| 2.6.4 Ablace fokusem ultrazvukem | 23 |
| 2.7 Princip bipolární ablace, její výhody a nevýhody | 24 |
| 2.8 Popis přepínače | 28 |
| 3 Praktická část | 29 |
| 3.1 Blokové schéma přepínače | 29 |
| 3.2 Výroba přepínače | 30 |
| 3.3 Popis funkce přepínače | 33 |
| 3.4 Zapojení přepínače při testování | 35 |
| 3.5 Test funkčnosti přepínače | 36 |
| 3.6 Porovnání bipolární a unipolární ablace při použití přepínače | 39 |
| 3.6.1 Porovnání lézí na agarovém modelu..... | 39 |
| 3.6.2 Porovnání lézí na kuřecím mase | 40 |
| 4 Závěr..... | 45 |
| Seznam bibliografických citací | 46 |
| Seznam příloh..... | 48 |

Seznam použitých zkratk

| | |
|-------|--|
| EKG | elektro- kardio- gram |
| SA | síňo- atriální |
| AV | atrio- ventrikulární |
| AVNRT | atrioventrikulární nodální reentry tachykardie |
| AVRT | atrioventrikulární reentry tachykardie |
| WPW | Wolff Parkinson White syndrom |
| RF | radiofrekvenční |
| ECT | extracelulární |
| ICT | intracelulární |
| kHz | kilohertz |
| KJ | kilojoule |
| W | watt |
| UA | unipolární ablace |
| BiA | bipolární ablace |

Seznam tabulek

| | |
|---|----|
| Tabulka 1 Naměřené hodnoty pro bipolární a unipolární ablaci..... | 25 |
| Tabulka 2 Počet transmuralních lézí u bipolárních a unipolárních ablací | 26 |
| Tabulka 3 Parametry ablační jednotky Stockert | 35 |
| Tabulka 4 Výsledky bipolární ablace při použití přepínače..... | 41 |
| Tabulka 5 Výsledky unipolární ablace při použití přepínače..... | 43 |

Seznam obrázků

| | |
|--|----|
| Obrázek 1 Anatomie srdce [15] | 11 |
| Obrázek 2 Ekg křivka[16] | 12 |
| Obrázek 3 Převodní systém srdeční [12] | 14 |
| Obrázek 4 Sinusová bradykardie [19]..... | 15 |
| Obrázek 5 Supraventrikulární tachykardie [19]..... | 17 |
| Obrázek 6 Rozdělení tachyarytmií [6] | 18 |
| Obrázek 7 Síňová extrasystola [19] | 18 |
| Obrázek 8 Ohřev při radiofrekvenční ablaci [8] | 20 |
| Obrázek 9 Graf závislosti hloubky ochlazení na čase [5] | 21 |
| Obrázek 10 Kryoablace [13] | 22 |
| Obrázek 11 Optické okno kůže [5] | 23 |
| Obrázek 12 Princip bipolární ablace [9] | 24 |
| Obrázek 13 Agarový model ablací [9] | 25 |
| Obrázek 14 Popis pokusu uvedeného ve studii [11] | 27 |
| Obrázek 15 Vytvořený přepínač | 28 |
| Obrázek 16 Blokové schéma přepínače | 29 |
| Obrázek 18 Proměření pinů katétru | 30 |
| Obrázek 17 Koncovky kabelů přepínače | 30 |
| Obrázek 19 Součástka přepínače | 31 |
| Obrázek 20 Vnitřní zapojení přepínače..... | 32 |
| Obrázek 21 Koncovky pro intrakardiální signály | 32 |
| Obrázek 22 Přepínač před testováním..... | 33 |
| Obrázek 23 Bipolární mód přepnutí..... | 34 |
| Obrázek 24 Unipolární mód přepnutí | 34 |
| Obrázek 25 Ablační jednotka..... | 36 |
| Obrázek 27 Léze vytvořená bipolární ablaci | 37 |
| Obrázek 26 Bipolární ablace..... | 37 |
| Obrázek 28 Konfigurace testu unipolární ablace | 38 |
| Obrázek 30 Léze na agarovém modelu při bipolární ablaci..... | 39 |
| Obrázek 29 Léze vzniklá při unipolární ablaci | 39 |
| Obrázek 31 Léze na agarovém modelu při unipolární ablaci..... | 40 |
| Obrázek 32 Bipolární ablace..... | 41 |
| Obrázek 33 Vzdálenost katétrů při bipolární ablaci..... | 42 |
| Obrázek 35 Léze na kuřecím mase po bipolární ablaci č.3..... | 42 |
| Obrázek 36 Vzniklá léze na kuřecím mase při unipolární ablaci..... | 43 |

1 Úvod

Srdeční arytmie jsou jedním z nejčastějších onemocnění v České republice i ve světě. Toto onemocnění má mnoho příčin a úzce souvisí s životním stylem. Z tohoto důvodu počet lidí postižených arytmiemi stále stoupá. Nemoci oběhové soustavy jsou na prvním místě v příčinách úmrtí dospělých, je tedy důležité stále rozvíjet metody léčby těchto onemocnění. Základní metodou diagnostiky arytmií je EKG vyšetření. Za pomoci tohoto neinvazivního vyšetření snímajícího z povrchu těla elektrickou aktivitu srdce lze s velikou přesností určit, o jakou arytmiu se jedná a kde je přibližně lokalizována.

Katetrizační ablace elektrickým proudem je rychle se rozvíjející metoda léčby srdečních arytmií. Při tomto výkonu není vždy nutné, aby byl pacient v celkové anestezii. Přístupem přes stehenní nebo podklíčkovou tepnu je do srdce vsunut diagnostický katétr, který slouží pro určení místa vzniku arytmie. Následně je vsunut ablační katétr a místo dráhy nebo místo vzniku arytmie je přerušeno průchodem elektrického proudu. Ve většině případů elektrický proud prochází mezi hrotem katétru a plošnou indiferentní elektrodou umístěnou pod pacientem. Pro některé výkony by však bylo výhodnější, aby elektrický proud procházel přímo mezi hroty dvou katétrů umístěných v srdci pro dosažení vyšších účinků tepelného ohřevu.

V této práci jsou stručně popsány různé druhy více či méně využívaných způsobů katetrizační ablace. Detailněji jsou zde rozebrány studie porovnávající unipolární a bipolární ablaci radiofrekvenční energií. Ablační přístroje však nejsou uzpůsobeny na zapojování pro bipolární ablaci. Cílem mé bakalářské práce bylo vytvořit přepínač mezi těmito dvěma módy pro zjednodušení zapojení a hlavně pro vytvoření možnosti přepínat mezi oběma způsoby během výkonu. Dále praktická část obsahuje zapojení vytvořeného přepínače na sále před výkonem a otestování jeho funkčnosti na agarovém modelu a následně na kuřecím mase.

2 Teoretická část

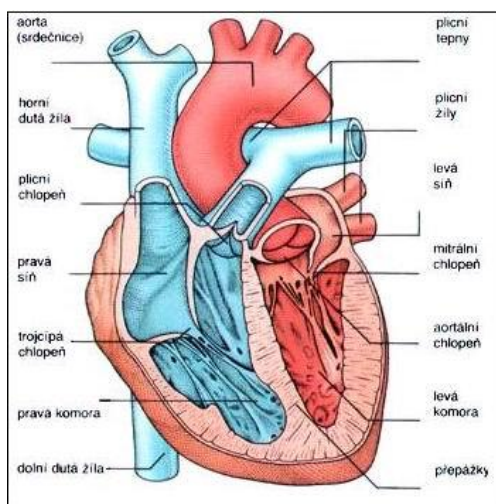
2.1 Anatomie srdce

Srdce je svalový orgán, který pohání krevní oběh lidského těla. Zajišťuje přenos živin a plynů do celého těla a odvod nežádoucích složek ven. Běžná tepová frekvence zdravého člověka je mezi 55 – 90/min.

Srdce se nachází vlevo za sternem v mediastinu. Velikost srdce je přibližně jako sevřená pěst, hmotnost je okolo 260- 300g. Srdce je uzavřeno v perikardu (osrdečníku). Má tvar nepravidelného kuželu. Hrot (apex) se nachází přibližně pod 5. mezižebřím v blízkosti medioklavikulární osy a směřuje šikmo vpřed. Srdce je rozděleno na část, která vede okysličenou krev- levá síň, levá komora a na část která vede odkysličenou krev- pravá síň, pravá komora.

Do pravé síně přivádí odkysličenou krev z těla horní a dolní dutá žíla. Krev dále pokračuje přes trojčípou chlopeň do pravé komory a z ní je vypuzována přes pulmonální chlopeň do plic. V plicích dojde k okysličení krve, která je následně přivedena 4 plicními žilami zpět do srdce do levé síně. Z levé síně postupuje krev přes mitrální chlopeň do levé komory. Z ní je pak krev přes aortální chlopeň vháněna do těla (obr. 1).

Srdce tvoří dva typy buněk. Buňky převodního systému srdečního, které jsou preferenčními drahami pro vedení vzruchu a buňky pracovního myokardu, které po přivedení vzruchu kontrahují srdeční svalovinu. [1,3]



Obrázek 1 Anatomie srdce [15]

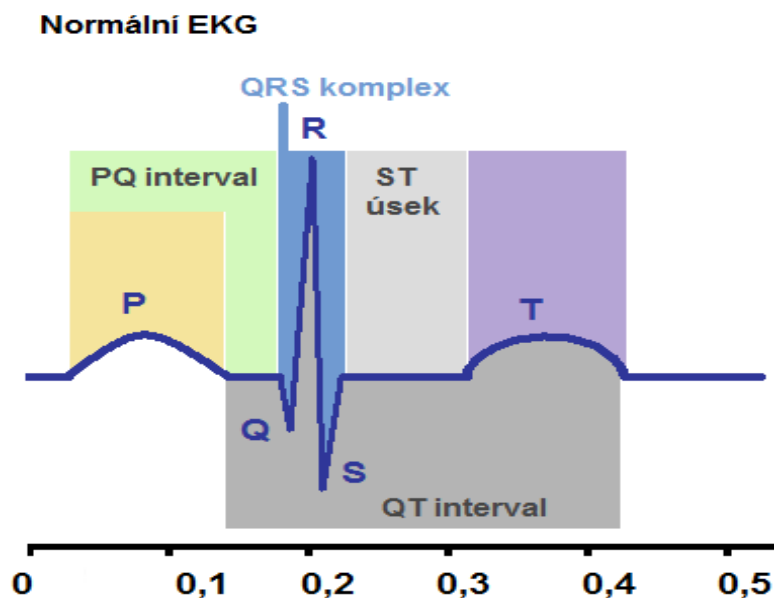
2.2 Základní popis EKG křivky

Srdeční aktivita se snímá pomocí elektrokardiografu (EKG). Jde o projekci výsledného vektoru elektrické aktivity srdce do soustavy souřadnic, které tvoří svody EKG. Ke snímání se standardně používá dvanácti svodový systém. Jde o tři bipolární končetinové Einthovenovy svody (I, II, III) a tři unipolární zesílené končetinové Goldbergovy svody (aVR, aVL, aVF). Tyto končetinové svody vytváří tzv. Einthovenův trojúhelník. Nakonec je zapojeno šest unipolárních hrudních Wilsonových svodů (V1, V2, V3, V4, V5 a V6).

Bipolární svody zaznamenávají rozdíl napětí mezi dvěma elektrodami. Pokud spojíme elektrody přes odpor, uprostřed vznikne Wilsonova svorka, místo s nulovým potenciálem. Proti této svorce měříme potenciál unipolárních svodů.

Srdeční rytmus je rozdělen na několik kmitů a vln. Již od počátku 20. století jsou jednotlivé úseky popsány jako P, Q, R, S, T (obr. 2). O tento popis se zasloužil Willem Einthoven.

Vlna P signalizuje depolarizaci svaloviny síní, QRS komplex signalizuje depolarizaci svaloviny komor, vlna T pak depolarizaci svaloviny komor. [4,5,6]



Obrázek 2 Ekg křivka[16]

2.3 Převodní systém srdeční

Převodní systém srdeční zajišťuje správné vedení depolarizačních vzruchů srdeční svalovinou. Vzruchy vznikají automaticky v srdci nezávisle na centrální nervové soustavě. Tělo je schopno pomocí sympatických a parasympatických nervových drah, regulovat frekvenci stahů. Pokud není v srdci žádná patologie, stahy probíhají s určitou pravidelností.

Struktura převodního systému srdečního je následující: Sinoatriální uzel (SA uzel), internodální síňové spoje, Atrioventrikulární uzel (AV uzel), Hisův svazek, Tawarova raménka (pravé a levé), Purkyňova vlákna.

SA uzel

Nachází se pod epikardem ve stěně pravé síně, pod ústím horní duté žíly. V tomto uzlu dochází za fyziologických podmínek ke vzniku vzruchů. SA uzel je primární pacemaker, udává rytmus srdce (70-90/min v klidu). Aktivitu SA uzlu ovlivňuje činnost sympatiku.

Internodální síňové spoje

Ze SA uzlu se šíří vlna depolarizace na pracovní myokard síní. Do AV uzlu se vzruch dostává pomocí čtyř preferenčních drah, které vedou vzruch rychleji než pracovní myokard srdce.

AV uzel

Nachází se pod endokardem, ve stěně pravé síně. Tento uzel se skládá z myocytů a kolagenního vaziva. Myocyty vedou vzruch velmi pomalu, dochází zde k žádoucímu zpomalení AV převodu. Pro správné fungování srdce je nutné nejdříve dokončit stah síní, a až potom začít stah komor. AV uzel je sekundární pacemaker. Při poruše vedení vzruchu mezi SA a AV uzly přebere AV uzel činnost SA uzlu, vytváří tedy rytmus srdce 40-60/min). Tento rytmus se nazývá nodální rytmus.

Hisův svazek

Mezi síněmi a komorami v srdci je vazivová struktura, působící jako bariéra pro veškeré vzruchy. Hisův svazek navazuje na AV uzel a prostupuje touto bariérou skrze trigonum

fibrosum dextrum do mezikomorového septa. AV uzel a horní část Hisova svazku se dohromady nazývají AV junkce.

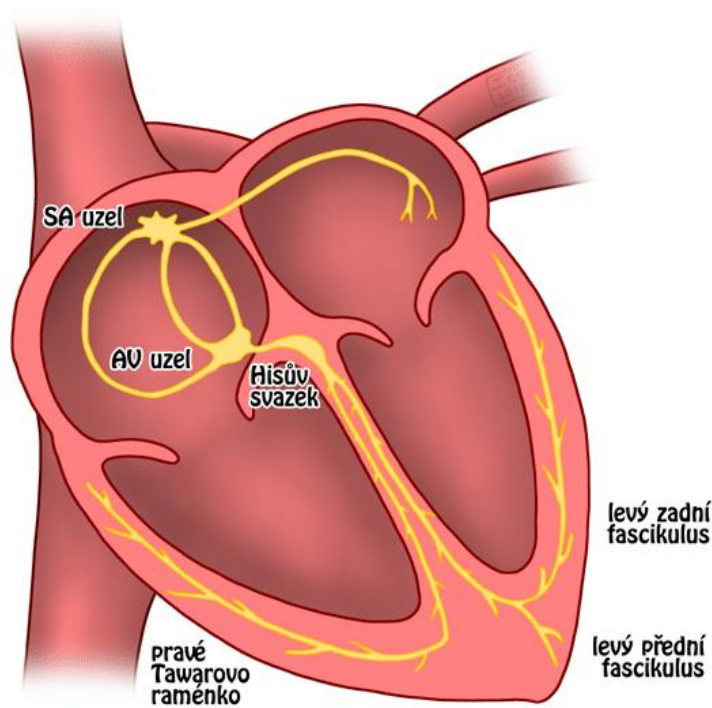
Tawarova raménka

Hisův svazek se dále dělí na pravé a levé Tawarovo raménko. Pravé vede vzruch k myokardu pravé komory. Levé raménko se dále větví na přední svazek (levý přední fasciklus) a zadní svazek (levý zadní fasciklus). Tyto fascikly vedou vzruchy k levé komoře.

Při poruše SA i AV uzlu může oblast Tawarových ramének generovat rytmus (30/min). Tento rytmus se nazývá idioventrikulární.

Purkyňova vlákna

Vlákna převodního systému, navazující na Tawarova raménka. Tato vlákna rozvádějí vzruch dále k pracovnímu myokardu komor. Převodní systém srdeční je popsán na obrázku 3. [1,3,6,12]



Obrázek 3 Převodní systém srdeční [12]

2.4 Přehled srdečních arytmii

Srdeční arytmie jsou definovány jako poruchy srdečního rytmu. Příčinou poruchy může být narušené vedení elektrického vzruchu srdeční svalovinou, nebo přímo porucha tvorby elektrických vzruchů. Většina arytmii je asymptomatická, tedy agenti nemají žádné příznaky. Primárně dělíme poruchy srdečního rytmu na bradykardie, tachykardie a extrasystoly.

Symptomy arytmii bývají zpravidla nepravidelnost srdečního rytmu, palpitace (pocitované bušení srdce), dušnost, bolest na hrudi, slabost, synkopa, případně náhlá smrt. Existují však i případy arytmii bez zřejmých symptomů. Změny srdečního rytmu nemusí být způsobeny srdečním onemocněním, mohou být vyvolány působením vnějších vlivů (léky, hormony, změny v chemické rovnováze těla). [5,8]

Bradyarytmie

Bradyarytmie jsou takové poruchy srdečního rytmu, kdy je tepová frekvence nižší než 60 tepů/minutu.

Mezi tyto arytmie patří:

- Poruchy funkce sinusového uzlu
 - Sinusová bradykardie - vzniká v SA uzlu, srdeční rytmus klesá pod 60/min (obr.4).
 - Sinusová zástava
 - SA blokáda
 - Chronotropní inkompetence - nedostatečnost srdeční při zvýšení fyzické zátěže
 - Syndrom chorého sinu - kombinace dysfunkce SA uzlu a supraventrikulární arytmie.



Obrázek 4 Sinusová bradykardie [19]

- Poruchy funkce AV uzlu
 - AV blokáda I. stupně = zpomalení vedení vzruchu přes oblast AV uzlu. Charakteristické je prodloužení intervalu PQ nad 0,2s. PQ interval je doba mezi vlnou P zobrazující stah síní a QRS komplexem zobrazující stah komor.
 - AV blokáda II. stupně - rozlišují se dva typy:
 - Mobitz I = interval PQ se stále více prodlužuje, až se nepřevede stah síní na komory a dojde k výpadku QRS.
 - Mobitz II = na komory se převádí jen každý druhý (třetí) vzruch. PQ interval je konstantní, nicméně QRS komplex se nachází jen za každou druhou (třetí) P vlnou.
 - AV blokáda III. stupně – zcela přerušené vedení AV junkcí. Vzruch ze SA uzlu není převeden na komory. Komory se stahují nezávisle na stazích síně.

Příznaky bradyarytmií : slabost, nevykonnost, vyčerpanost. [4,6]

Tachyarytmie

Tachyarytmie jsou takové poruchy srdečního rytmu, kdy je tepová frekvence vyšší než 100 tepů za minutu v klidovém režimu. Dělí se na fokální, kdy arytmie vzniká v jednom místě mimo sinusový uzel, a reentry, kdy dochází ke kroužení vzruchu většinou v jizvě u strukturálních srdečních onemocnění.

Dělení dle místa vzniku arytmie:

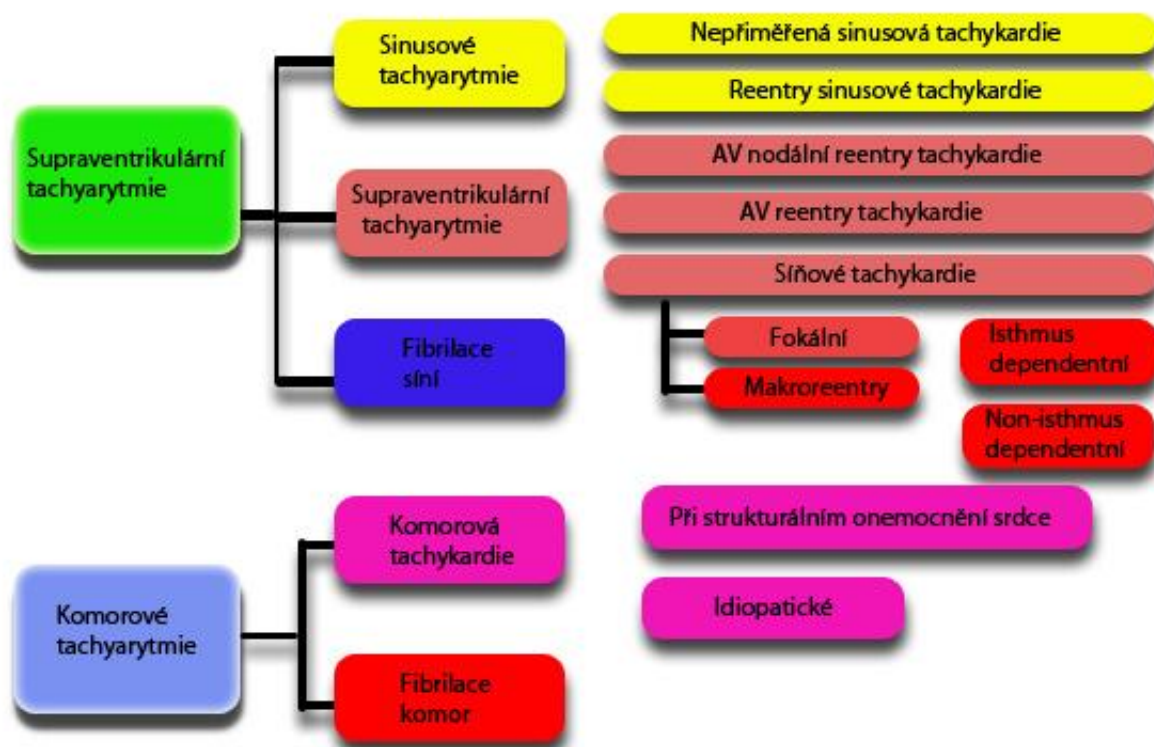
- Supraventrikulární – vznik ve svalovině síní, do této skupiny patří i arytmie vznikající na podkladě vrozené nebo přídavné dráhy mezi síněmi a komorami (obr. 5).
- Mezi tyto arytmie patří:
 - Atrioventrikulární nodální reentry- tachykardie (AVNRT) - vzniká v oblasti AV uzlu, má náhlý začátek i konec. Vzruch je převeden vrozenou pomalou drahou na komory a rychlou drahou zpět na síně.
 - Atrioventrikulární reentry tachykardie (AVRT) - podobná AVNRT, vzruch krouží přes vrozenou dráhu mezi síněmi a komorami.

- Fibrilace síní - arytmie, která vzniká ve svalovině síní. Mechanismus není zatím zcela znám. Frekvence stahů může být i 300/min.
- Flutter síní-vzniká na podkladu reentry mechanismu, vzruch krouží svalovinou pravé síně. Frekvence stahů může být i 200/min.
-



Obrázek 5 Supraventrikulární tachykardie [19]

-
-
- Komorové – vznikají ve svalovině komor.
 - Komorová tachykardie - tři a více po sobě jdoucích extrasystol je označováno jako komorová tachykardie. Z hlediska prognózy jsou daleko závažnější než supraventrikulární arytmie.
 - Fibrilace komor- nekontrolované a chaotické stahování svaloviny komor, kdy se komory nedostatečně stahují a roztahují. Dochází ke ztrátě srdečního výdeje a k oběhové zástavě.
 -
- Příčinami vzniku tachyarytmií jsou ve většině případů strukturální srdeční onemocnění jako ischemická choroba srdeční, hypertrofie srdeční svaloviny, elektrofyzilogická abnormalita, hormonální a elektrolytové poruchy. Nicméně komorové tachykardie se mohou vzácněji vyskytnout i u zdravého jedince.
-
- Přehled arytmii je uveden na obrázku 6. [4,6]



Obrázek 6 Rozdělení tachyarytmií [6]

Extrasystoly

Extrasystoly jsou předčasné stahy vznikající mimo SA uzel. Tyto stahy vznikají dříve než samotný vzruch vycházející z uzlu, předčasně tak depolarizují srdeční svalovinu. Samotný vzruch vznikající v SA uzlu nemůže pak být převeden, protože je generován v době refrakterní fáze buněk myokardu po předchozím vzruchu extrasystoly (obr. 7).

Extrasystoly se dělí na supraventrikulární a komorové. [4,6]



Obrázek 7 Síňová extrasystola [19]

2.5 Katetrizační ablace

Katetrizační ablace je jedna ze standardních metod v léčbě srdečních tachyarytmií. Veškeré ablační terapie využívají dodání energie do tkáně srdeční svaloviny o takové intenzitě, při které dochází destrukci těch částí svaloviny, které způsobují vznik arytmie, nebo které umožňují vedení vzruchů. Tato metoda je miniinvazivní, do srdce se přistupuje skrz krevní řečiště katétry pod rentgenovou kontrolou. V současné době je klinicky nejvíce používána radiofrekvenční energie, dále pak kryoenergie a laser. Jiné zdroje energie, například alkohol nebo ultrazvuk, se používají jen ve výzkumných projektech.

První katetrizační ablace byly prováděny na začátku 80. let 20. století. Začalo se ablací atrioventrikulárního uzlu stejnosměrným proudem o vysokém napětí při síňových arytmiích. Tato metoda způsobila lokální destrukci tkáně a kombinaci elektrických, tepelných a mechanických faktorů. Po aplikaci výboje byla indikace k implantaci kardiostimulátoru. Vedení za atrioventrikulární uzel bylo zcela přerušeno, bylo tedy nutné tyto přerušené dráhy nahradit elektrodami. Tato metoda měla však jen limitní použití. Kvůli nekontrolovatelnému charakteru výboje bylo nebezpečné použít ji například na tenké stěně síní nebo ve strukturách koronárního sinu [1].

Zlomovým bodem se stalo použití radiofrekvenčního proudu pro destrukci tkáně. Na začátku se prováděly ablace přídatných drah při WPW syndromu, následovaly modifikace vedení AV uzlu namísto jeho přerušení a ablace flutteru síní. S rozvojem techniky došlo k vynálezu 3D mapovacích systémů, které umožňují lokalizovat přesnou polohu katétru v srdci a na základě jejich pohybu sestaví rekonstrukci dané srdeční oblasti. Pomocí těchto systémů je možné provádět složitější výkony, které předtím nebyly možné.

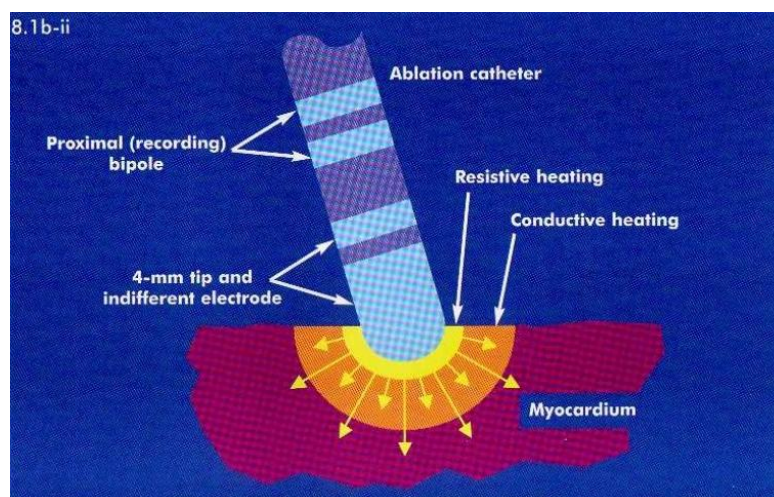
2.6 Jednotlivé typy ablací, typy energií

Katetrizační ablace je nevratné poškození nebo zničení tkáně srdce, která se podílí na vzniku nebo udržení arytmie. Existuje několik druhů katetrizačních ablací, které se liší druhem použité energie.

2.6.1 Radiofrekvenční ablace

Principem radiofrekvenční ablace je ohřev tkáně elektrickým proudem o frekvenci (500-750kHz). Pokud by byla frekvence proudu nižší, docházelo by ke stimulaci srdce proudem, pokud by byla naopak vyšší, jednalo by se o mikrovlny a k přenosu by bylo nutno vyrobit katétrů z jiných materiálů. V případě unipolární katetrizační ablace prochází elektrický proud mezi hrotem katétru v srdci a plošnou indiferentní elektrodou o velikosti 100-250cm², která je přichycena na zádech pacienta. V případě bipolární katetrizační ablace prochází elektrický proud mezi hroty dvou katétrů uvnitř pacientova srdce. Jak vysokofrekvenční proud prochází skrz živé tkáně, elektricky nabitě částice (ionty) mají tendenci kopírovat změny polarit ve směru střídavého proudu. To vede ke konverzi elektromagnetické energie na mechanickou energii iontů a tedy produkci tepla.

Vytváření lézí je rozděleno na dvě fáze. Resistive heating, tedy odporový ohřev a conductive heating, tedy vodivý ohřev (obr. 8). K odporovému ohřevu dochází jen v těsné blízkosti hrotu katétru (2mm). Zde je velká proudová hustota, elektrický proud narazí na tkáň, která zafunguje jako rezistor, dojde tedy k zahřívání. Ohřev vedením je závislý na délce aplikace RF proudu. Čím déle se RF proud aplikuje, tím více je tkáň prohřívána, a toto prohřívání postupuje hlouběji do tkáně. Obvykle se aplikuje 10 - 60s, teplota by přitom neměla být větší než 55°C. Při překročení této hranice může dojít ke koagulaci buněk a vzniku tzv. příškvaru na hrotu katétru (THAR), případně k výbuchu par vzniklých ohřevem v srdci (POP). Při POPu dojde k perforaci stěny srdeční svaloviny, a je pak nutné zastavit krvácení. Ohřev neskončí ihned po odpojení RF energie, nýbrž prostupuje po jistou dobu dále do hlubších vrstev tkáně. [1,2,6,7]

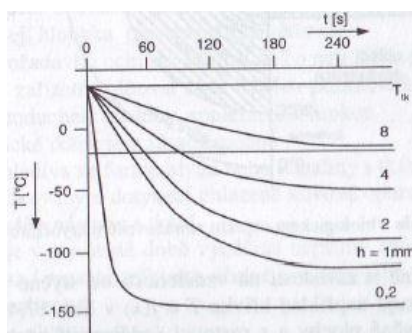


Obrázek 8 Ohřev při radiofrekvenční ablaci [8]

2.6.2 Kryoablace

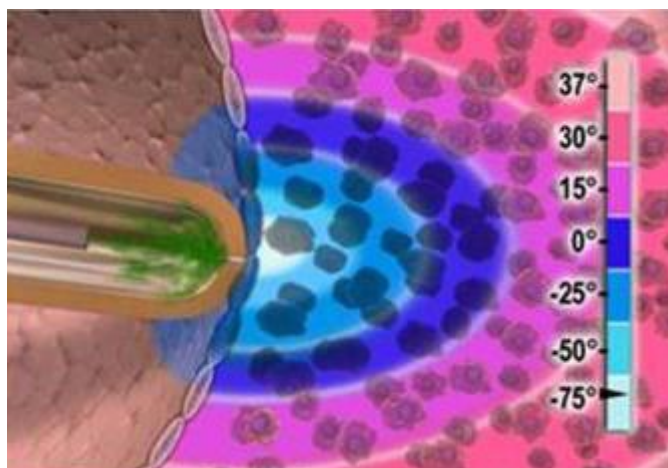
Principem kryoablace je naopak ochlazení tkáně chladícím médiem. V srdci je umístěn speciální katétr schopný vézt chladící médium do hrotu katétru a chladit požadované místo. Existují také katétry, obsahující roztažitelný balónek. Po dosažení požadovaného umístění pro ablací je balónek vyplněn chladícím médiem, k ochlazení tedy dojde na větší ploše. Médium bývá zpravidla tekutý N_2O , alternativou jsou pak Argon a Helium systémy. Médium po vpuštění do balonku změní skupenství na plynné, a ochladí okolní tkáň až na -80°C . Po ochlazení tkáně se tvoří v intracelulárním a extracelulárním prostoru ledové krystalky, které poškodí buněčnou strukturu, dojde tedy k destrukci buněk. Průběh ablace je rozdělen do dvou fází: Freeze/thaw fáze, tedy fáze zmrazení a tání, a hemoragická a dráždivá fáze. V první fázi dojde k dodání chladiva a následnému rychlému ochlazení tkáně. (obr. 10). Při teplotách pod -20°C se začínají objevovat ledové krystalky v extracelulárním (ECT) prostoru, to způsobí hyperosmotické ECT prostředí, dojde k proudění vody z buněk ven do ECT, a tedy jejich sevrknutí. Při teplotách pod -40°C a více vznikají ledové krystalky také uvnitř buněk, tyto krystalky pak poruší buněčné membrány a orgány, dojde tedy ke zničení buňky. Dochází zde také k radikální změně pH prostředí. Ta způsobí denaturaci fosfolipidů v buněčné membráně, zastavení pohybu protoplazmy, a tedy k poškození buněk.

Po zastavení dodávky chladícího média dojde k pomalému ohřevu tkáně. Voda z ECT se dostává rychle dovnitř buněk, dojde k jejich otoku a následnému popraskání membrán. Během oteplování lze pozorovat hyperemickou vazodilataci se zvýšenou cévní propustností. Výsledkem tohoto stavu je krvácení tkáně, případně stáze a otok. Poškození endotelu způsobí formaci mikrotrombů, které postupně uzavřou kapiláry mezi lézemi, dojde tedy ke ztrátě dodávky krve a ischemické nekróze. Teprve tento proces zcela zkompletuje lézi.



Obrázek 9 Graf závislosti hloubky ochlazení na čase [5]

Klady této metody jsou následující: bezbolestnost zákroku, minimální poškození endotelové tkáně, a z toho pak vyplývající snížené riziko vzniku trombů a embolů. Zápory jsou: velká radiční zátěž při skioskopii v porovnání se zátěží při použití RF energie. [1,2,8]

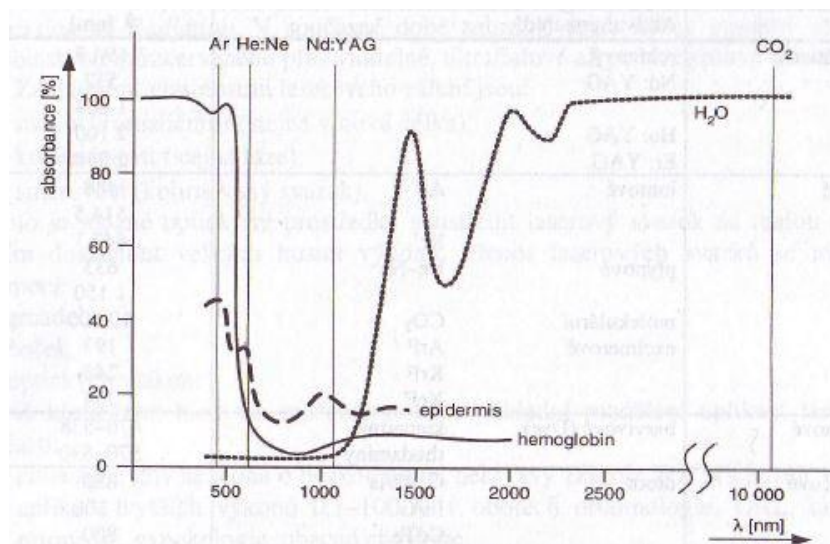


Obrázek 10 Kryoablace [13]

2.6.3 Laserová ablace

Při laserové ablaci je k destrukci tkáně použitý fokusovaný laserový paprsek. Laser je optický zesilovač generující světlo pomocí procesu stimulované emise fotonů. Paprsek je potom tok fotonů, který je možné fokusovat a dosáhnout tak vysoké plošné hustoty energie nutné k dostatečnému ohřátí tkáně. Při styku paprsku s tkání je paprsek absorbován a rozložen. Absorpce energie fotonů excituje molekuly chromoforů. Dojde k vibraci molekul a produkci tepla. Pro hloubku ohřevu je určující frekvence a intenzita paprsku. V dřívějších studiích byly využívány vysokoenergetické lasery. Při jejich použití však velmi často docházelo k velkému poškození tkáně či dokonce perforaci stěny svaloviny. S vynálezem balónkové laserové ablace mohla být energie aplikována kolem celého aktivního elementu. Po umístění katétru na požadované místo dojde k roztažení laserového balonku. Zde je zdrojem paprsku polovodičová dioda. Zároveň je v katétru umístěn endoskop, ablace je tedy pod přímou endoskopickou kontrolou. Paprsek je na obrazovce viditelný jako zelený záblesk. Dále má laserový katétr také lumen pro proplach těžkou vodou (D_2O). Proplach zabraňuje přehřátí katétru. Tato technologie byla testována pro použití při izolaci plicních žil. Cílem je vytvoření

obvodové lineární léze. Klinické použití laserové ablace je limitováno, červené krevní elementy brání průniku paprsku, dochází na nich k disperzi světla, paprsek ztrácí svou účinnost. [1,5]



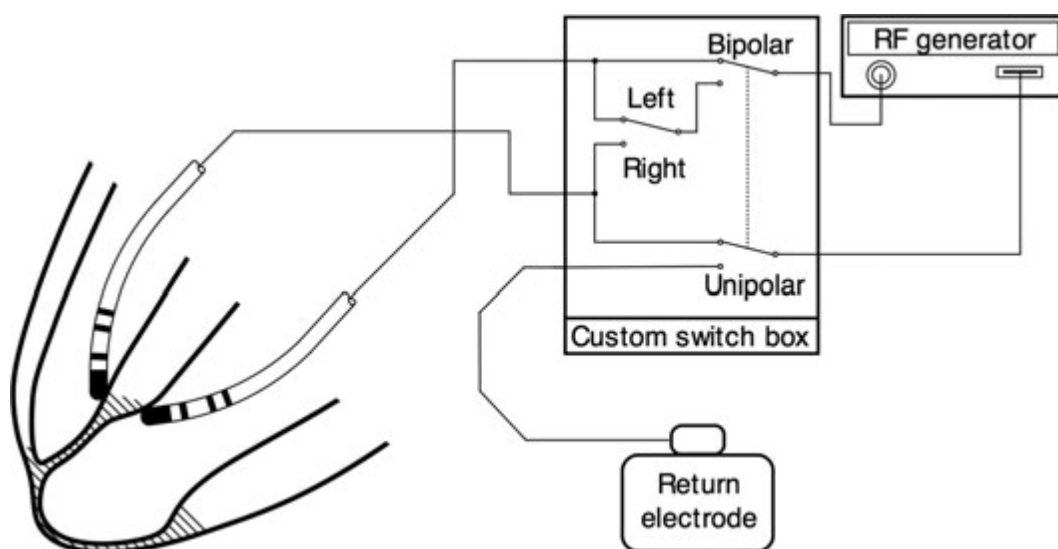
Obrázek 11 Optické okno kůže [5]

2.6.4 Ablace fokusovaným ultrazvukem

Ablace fokusovaným ultrazvukem využívá ultrazvukovou energii k ohřevu tkáně a vytvoření léze mechanismem mechanické hypertermie. Ultrazvuk je vlnění o frekvenci vyšší než 20kHz. Při šíření dochází k vyosení atomů/molekul z jejich běžné pozice. Dochází ke kompresi a dekompresi média ve směru šíření ultrazvuku. Při šíření skrz tkáň dochází k přenosu kinetické energie do tkáně, dochází ke zvýšenému pohybu molekul a k produkci tepla. Produkce tepla závisí na frekvenci ultrazvuku. Výhoda ultrazvuku je, že prochází skrz krev téměř bez ztráty energie. Ultrazvukový paprsek je pomocí optické geometrické manipulace možno fokusovat (pomocí čoček). Je možné nastavit přímost ultrazvukového paprsku do předem zjištěné vzdálenosti a tloušťky tkáně. Na základě dobré průchodnosti krví a fyziologickým roztokem byly vynalezeny balonkové ablační systémy podobné laserovým. Ukázalo se, že ultrazvuková ablace může být dobrou alternativou k RF ablaci, klinické zkušenosti však zatím chybí. [1,2,8]

2.7 Princip bipolární ablace, její výhody a nevýhody

Princip bipolární ablace srdečních arytmíí spočívá v ohřevu tkáně proudem procházejícím mezi dvěma katétry. Mezi hroty je srdeční svalovina, která se podílí na vzniku arytmíí (obr. 12). Tato metoda otevírá nové možnosti na poli ablací srdečních arytmíí. Velkou výhodou této metody v porovnání s unipolárním módem je přesnost aplikace elektrického proudu. Dále pak zkrácení doby aplikace proudu při stejné hloubce lézí. Při aplikaci proudu dochází k ohřevu tkáně u hrotů obou katétrů, dochází tedy k vytváření lézí z obou stran srdeční svaloviny. Studie ukázaly, že je v určitých případech výhodnější využít bipolární ablace namísto unipolární. [1]



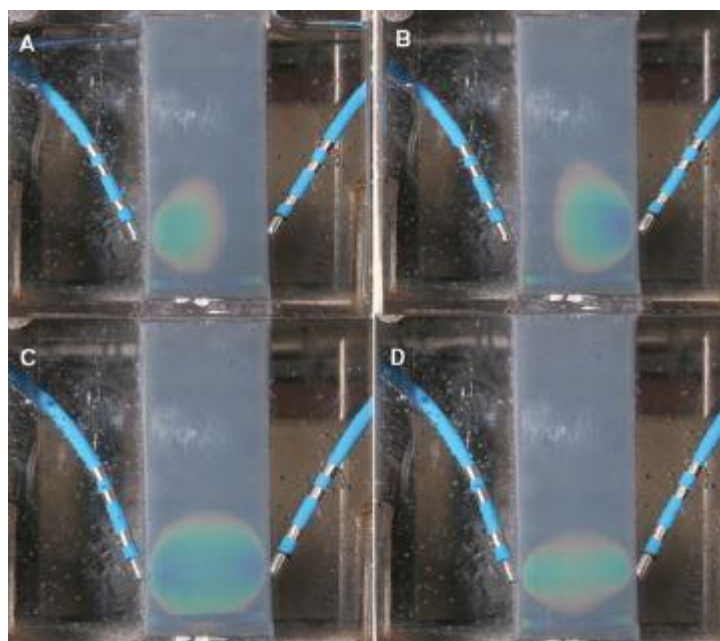
Obrázek 12 Princip bipolární ablace [9]

Sivagangabalan a kolektiv [9] se zabývá problematikou ablace poinfarktové komorové tachykardie zahrnující septum mezi komorami. Srovnání proběhlo na deseti ovčích srdcích. Pět bylo použito pro unipolární ablací, pět pro bipolární. Pro přerušení drah vedoucích elektrické impulsy je nutná ablace skrz stěnu septa mezi komorami. Pro takto hlubokou lézi se ukázala významně výhodnější bipolární ablace. Při této bylo potřeba znatelně méně aplikací proudu (12 ± 1 proti 29 ± 7), menší byla také aplikovaná energie (58 ± 7 kJ proti 124 ± 21 kJ). Bipolární ablace se tedy ukázala jako efektivnější při ablaci mezikomorového septa.

Tabulka 1 Naměřené hodnoty pro bipolární a unipolární ablaci

| Ablace | Bipolární | Unipolární |
|--------------------------------|------------------|------------------|
| Počet ablací | 12 ± 1 | 29 ± 7 |
| Celkový ablační čas | 1322 ± 153 s | 2885 ± 386 s |
| Celková energie | 58 ± 7 kJ | 124 ± 21 kJ |
| celková délka léze (v LK a PK) | 76 ± 10 mm | 49 ± 11 mm |

Dále je zde také porovnání ablací na agarovém modelu. Na obrázku 13 jsou vyobrazeny oblasti s teplotou vyšší než 50°C po 120s ablaci. Obsah zahřáté plochy byl 133mm² a 188mm² po unipolární ablaci. Léze však není transmurální. Obsah plochy po bipolární ablaci 50W byl 239mm², při 20W 146mm². Obě léze byly transmurální.



Obrázek 13 Agarový model ablací [9]

Nagashima a kolektiv [10] také porovnává účinnost bipolární a unipolární ablace mezikomorového septa při komorové tachykardii. Porovnání proběhlo na vyňatých prasečích srdcích, které byly superfuzovány pulsujícím fyziologickým roztokem ohřátým na 37 stupňů. Postupně se aplikovala ablační energie 30W, 50W a 70W po dobu 120 sekund. Bipolární ablace vytvořila užší a hlubší lézi než unipolární, nicméně dle statistické analýzy bohužel nevyšly tyto rozdíly statisticky významné. Výsledky srovnání jsou uvedeny v tabulce.

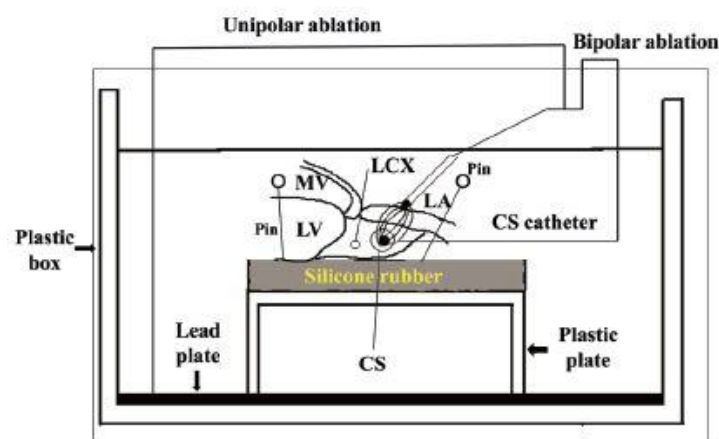
Tabulka 2 Počet transmurálních lézí u bipolárních a unipolárních ablací

| Tloušťka IKS | skupina UA | skupina BiA |
|-------------------|-----------------|--------------|
| 30W | 15,8 ± 2,5mm | 15,9 ± 3,9mm |
| 50W | 17,4 ± 2,1mm | 16,2 ± 2,7mm |
| 70W | 16,8 ± 1,9mm | 15,9 ± 2,2mm |
| Transmurální léze | | |
| 30W | 1/13 (7,7%) | 7/14 (50%) |
| 50W | 1/12 (8,3%) | 7/15 (46,7%) |
| 70W | 0/6 (0%) | 5/7 (71,4%) |

Bipolární ablace mezikomorového septa je efektivnější než unipolární pro vytváření transmurálních lézí (3,6%, 6,7%, 14,3% proti 15,4%, 45,8%, 66,7%).

Ohkubo a kolektiv [11] ve své studii zkoumá bipolární ablaci za použití diagnostického katétru jako druhého pólu bipolární ablaci, ve srovnání s unipolární ablací. V práci byla zkoumána hloubka lézí u ablaci fibrilace síní, kde okruh arytmie zahrnuje také koronární sinus. V tomto případě je, při unipolárním módu, nutno aplikovat proud v levé síni na mitrálním istmu, nebo přes koronární sinus.

V koronárním sinu byl umístěn 7 elektrodový 4 mm nechlazený diagnostický katétr, který byl v bipolárním módu využit jako indiferentní elektroda. Druhý katétr 4mm, poplachový (20ml/min) byl umístěn v levé síni (obr. 14).



Obrázek 14 Popis pokusu uvedeného ve studii [11]

Při unipolárním módu byla ablace prováděna mezi ablačním katétrem v levé síni a indiferentní elektrodou umístěnou vně ablovaných srdcí. Aplikovaná energie byla 25W po dobu 120s u všech provedených ablací. Studie byla provedena na 14 vyjmutých prasečích srdcích, které byly proplachovány fyziologickým roztokem o teplotě 37°C. Spojitá transmurní léze byla vytvořena v 6/8 případů u bipolárního a v 0/6 případů u unipolárního módu. U bipolárních ablací však výrazně stoupl riziko popu: 0/6 u unipolárního proti 3/8 u bipolárního módu. Bipolární ablace se tedy jeví jako vysoce efektivní pro vytváření transmurních lézí i za použití diagnostického katétru jako druhé elektrody.

Na základě závěrů těchto studií je zřejmé, že bipolární ablace je velmi důležitá metoda vytváření lézí především v mezikomorovém septu a při výkonech kdy je nutno vytvořit hlubokou transmurní lézi. Pro bipolární zapojení je potřeba zapojit druhý katétr do panelu ablátoru místo indiferentní elektrody, před výkonem je tedy nutné si zvolit, kterou metodu budeme využívat. Pro složitější výkony je žádoucí, aby bylo možno přepínat mezi těmito dvěma módy. Ablace by tedy mohla probíhat jak mezi dvěma katétry umístěnými v srdci, tak mezi jedním katétrem a indiferentní elektrodou umístěnou pod pacientem.

2.8 Popis přepínače

Vytvořený přepínač je zobrazen na obrázku 15. Při použití je možno přepínat mezi bipolárním a unipolárním módem ablace přímo během operace. Není potřeba zasahovat do ablačního přístroje, veškeré přepínání se děje jen na krabici přepínače. Z jedné strany jsou vyvedeny dvě koncovky, jedna 10 pinová pro zapojení ablačního katétru, druhá 2 pinová pro zapojení indiferentní elektrody. Z druhé strany jsou také dva výstupy: dlouhý 2-pinový kabel pro zapojení do ablačního přístroje a 4 kabely, kterými lze sledovat výstupní signály z ablačního katétru. Na horní straně krabice je samotný dvoupolohový přepínač. Nastavení je pro obsluhu jednoduché. Červená elektroda je pro bipolární mód, modrá pak pro unipolární. Elektroda, na kterou přepínač ukazuje, je aktivní elektrodou.

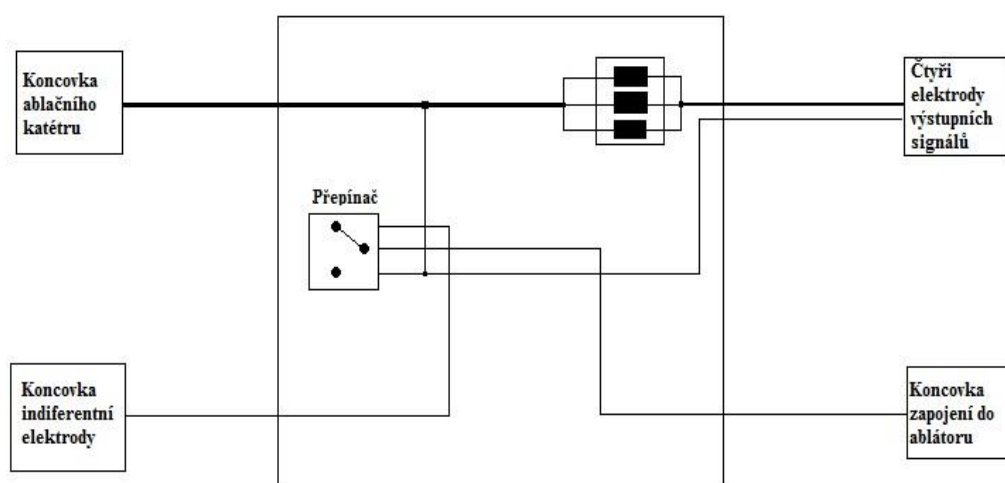


Obrázek 15 Vytvořený přepínač

3 Praktická část

3.1 Blokové schéma přepínače

Na levé straně do přepínače vstupují dvě koncovky. Horní červená je 10 pinová, ze které jsou však využity jen čtyři piny. Na katétu jsou piny označeny jako distál – pin přes který protéká elektrický proud při ablací, a 2,3,4 piny sloužící pro snímání intrakardiálních signálů přímo z katétu. 2,3,4 piny jsou přivedeny přímo na plošný spoj a vyvedeny ven na druhé straně přístroje, distál je připojen na přepínač na levý krajní vstup pro přepínání a následně také vyveden ven spolu s diagnostickými piny. Spodní koncovka na levé straně má 2 piny, slouží pro připojení indiferentní elektrody, která bývá umístěna pod pacientem. Tyto dva piny jsou spojeny v jeden a přivedeny na druhý krajní vstup přepínače. Mezi těmito dvěma polohami se přepíná. Na třetím stálém pólu přepínače je připojen kabel vycházející ven v pravé dolní části, který má koncovku pro zapojení do ablačního přístroje. Tímto kabelem je uzavřen elektrický obvod při ablací. Blokové schéma je vyobrazeno na obr. 16.



Obrázek 16 Blokové schéma přepínače

3.2 Výroba přepínače

Výroba samotného přepínače probíhala v několika krocích. V první řadě jsem se zaměřil na kabely a jejich koncovky. Pro přepínač jsou využity kabely se třemi různými koncovkami od firmy REDEL ®. Na obrázku 17 jsou zleva zobrazeny: 10pinová samičí koncovka, 2pinová samičí koncovka a 2pinová samčí koncovka.



Obrázek 17 Koncovky kabelů přepínače

Do 10pinové samičí koncovky se zapojí samčí koncovka vedoucí k ablačnímu katéttru. Ten však obsahuje jen 4 využívané piny (distál, 2,3,4). Bylo proto nutné v tomto kabelu proměřit, které piny v kabelu přísluší pinům na katéttru. Toto měření je vyobrazeno na obrázku 18.



Obrázek 18 Proměření pinů katéttru

Pro dráty vedoucí z pinů samičí koncovky byly naměřeny hodnoty odporu přibližně $5-7\Omega$, barvy izolací pro následné zapojení do přepínače vyšly následovně: distál - šedá, 2- hnědá, 3- žlutá, 4- zelená.

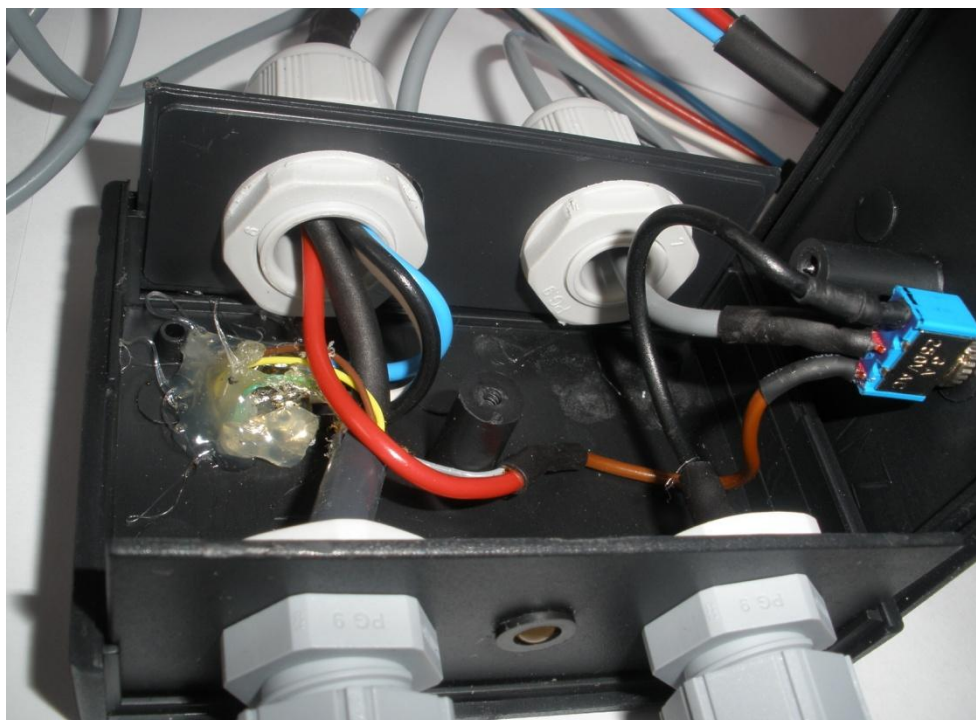
Po proměření následovala příprava samotné krabičky přístroje. Na obou stranách byly vyvrtány otvory pro umístění průchodek (PG 9, PG 11), na vrchním panelu byl pak vyvrtán otvor pro samotný přepínač.

Pro samotné přepínání byl použit dvoupolohový přepínač (obr. 19).



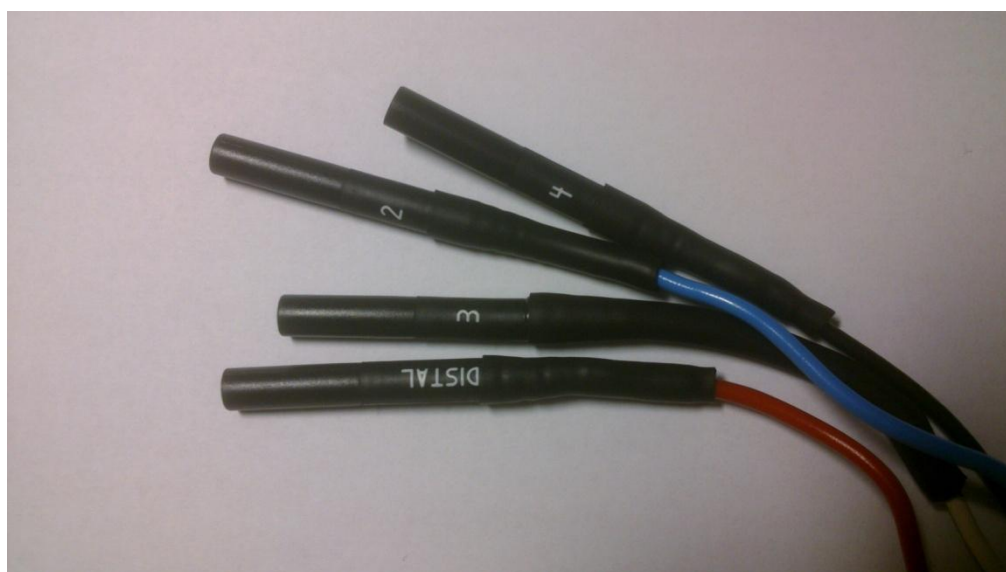
Obrázek 19 Součástka přepínače

Na tomto přepínači se nacházejí tři vstupy. Jeden stálý, nacházející se uprostřed a dva, mezi kterými se přepíná. Na tyto vstupy byly za pomoci pájky připevněny předem proměřené dráty. Šedý drát distálu ablačního katétru je přiveden na pravý vstup přepínače z pohledu samičích koncovek, dráty z druhé 2 pinové koncovky jsou spojeny v jeden a přivedeny na pravý vstup přepínače. Na prostřední stálý vstup je připájen drát 2 pinové samčí koncovky spojený v jeden. Tento kabel vychází na druhé straně přepínače a při použití je zapojován do zdroje elektrického proudu. Na veškeré spoje přepínače byly aplikovány smršťovací bužírky pro zpevnění a izolaci spojů. Detailní zapojení je vyobrazeno na obrázku 20.



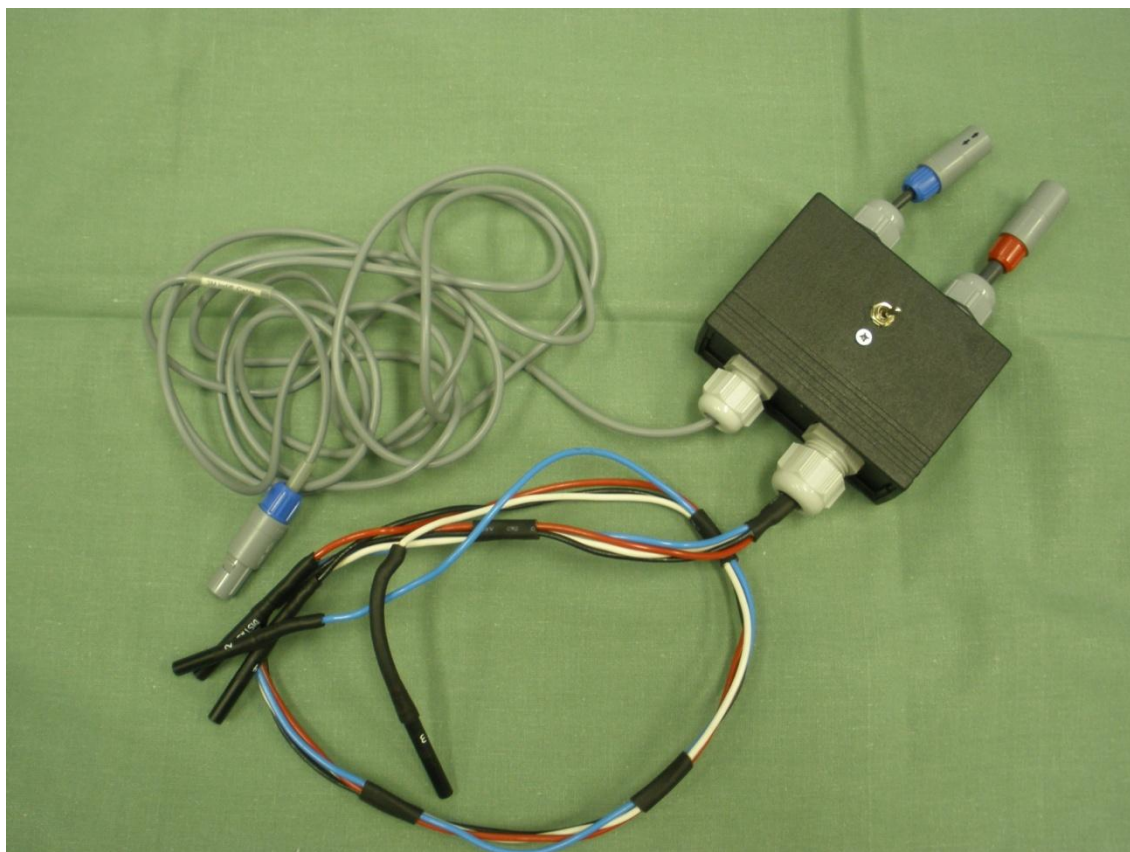
Obrázek 20 Vnitřní zapojení přepínače

Zbývající 3 piny z katétru (2,3,4) jsou přímo vyvedeny z kabelu a přivedeny na plošný spoj. Z tohoto spoje procházejí průchodkou (PG 12) ven z krabičky přepínače. Dále je vytvořeno rozdvojení šedého kabelu distálu, který je též vyveden spolu s výše uvedenými piny ven z přepínače. Tyto 4 piny jsou zakončeny speciálními koncovkami sloužícími pro snímání intrakardiálních signálů (obr. 21).



Obrázek 21 Koncovky pro intrakardiální signály

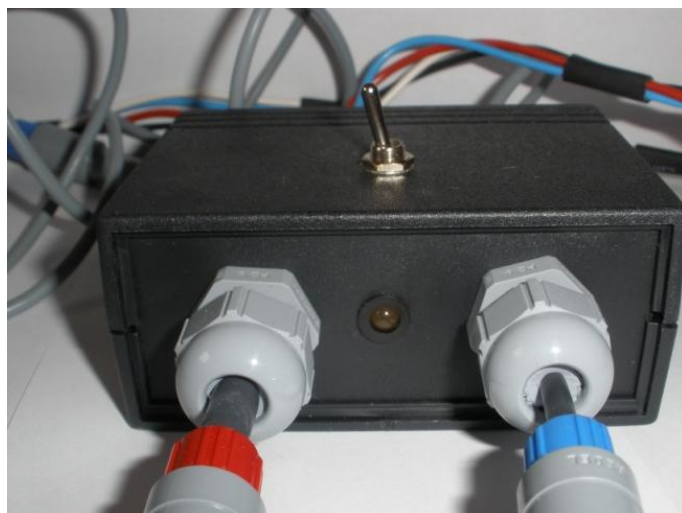
Přepínač je zpevněn šroubem, který spojuje vrchní a spodní kryt. Dráty uvnitř jsou vhodně umístěny tak, aby nezasahovaly do zpevňovacího spoje. Průchodky na stranách jsou dotaženy tak, aby nedocházelo k pohybu drátů uvnitř přepínače a zamezilo se tak namáhání spojů. Celý přepínač je vyobrazen na obrázku 22.



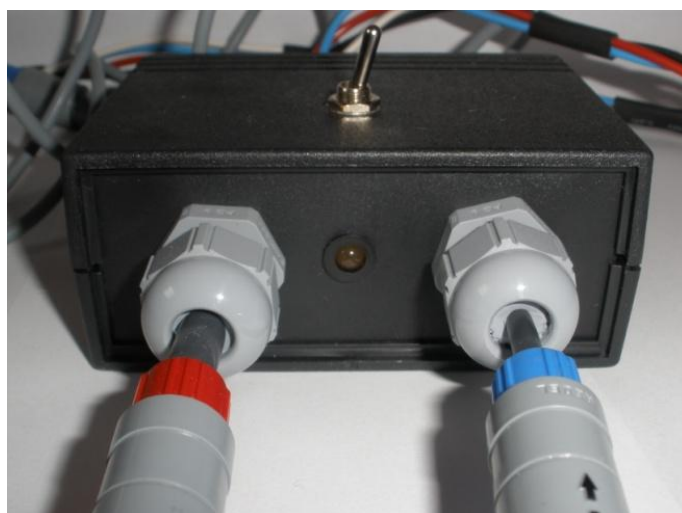
Obrázek 22 Přepínač před testováním

3.3 Popis funkce přepínače

Přístroj je vytvořen pro přepínání mezi bipolárním a unipolárním módem ablace. Samotná funkční část - přepínač na horní straně přístroje - má dvě polohy. Pro určení aktivovaného módu slouží jednoduchá pomůcka. Červená samičí koncovka je napojena na ablační katétr, proto přiklonění vypínače k této poloze značí bipolární ablaci (obr. 23). Modrá samičí koncovka je napojena na indiferentní elektrodu, přiklonění vypínače k této koncovce značí unipolární ablaci. (obr. 24).



Obrázek 24 Bipolární mód přepnutí



Obrázek 23 Unipolární mód přepnutí

Přepínač se zapojí do ablačního přístroje, během výkonu lze kdykoli přepnout mezi oběma módy. Bez použití přepínače by pro přepnutí bylo nutné odpojit indiferentní elektrodu od ablačního přístroje a místo ní připojit druhý katétr pro bipolární ablací. Toto řešení je časově mnohem náročnější než jen přepnutí na krabičce, proto je vhodné přepínač při výkonech používat.

3.4 Zapojení přepínače při testování

Přepínač se připojuje modrou dvoupinovou koncovkou přímo do konektoru na panelu ablační jednotky. Parametry této jednotky jsou následující:

Tabulka 3 Parametry ablační jednotky Stockert

| Ablační jednotka Stockert | |
|----------------------------------|--------------------------|
| Výrobce | Biosense Webster ® |
| Maximální teplota | do 85°C, rozlišení 0,1°C |
| Ablační čas | 0-999 s |
| frekvence el. proudu | 500 kHz |
| RF výkon | 70W /100 Ω |
| Maximální napětí | 141V |

Jednotlivé signálové koncovky lze zapojit do jednotky Prucka na které se pro ně nachází vstupy. Zapojení těchto výstupů však není nutné, na funkci přepínače nemá vliv. Do červené koncovky se připojí kabel jdoucí k ablačnímu katétru, do modré koncovky pak kabel jdoucí k indiferentní elektrodě. Druhý ablační katétr je připojen do červeného konektoru na panelu ablační jednotky. Vložením do vodivého prostředí (svalovina srdce) vznikne uzavřený obvod. Podle nastavení přepínače teče při ablaci elektrický proud mezi hroty dvou katétrů nebo mezi hrotem ablačního katétru a indiferentní elektrodou umístěnou pod pacientem. Zapojení do ablační jednotky je vyobrazeno na obrázku 25.



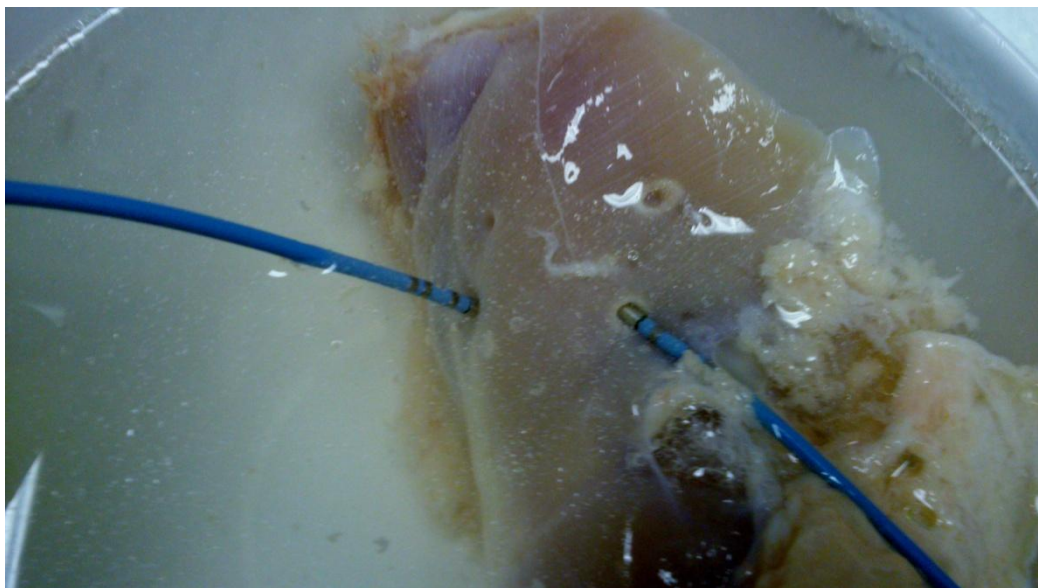
Obrázek 25 Ablací jednotka

3.5 Test funkčnosti přepínače

Test funkčnosti přepínače proběhl na sále kliniky kardiologie IKEM v Praze. Pro test bylo použito kuřecí maso, přesněji kuřecí stehna. Toto maso bylo předem zbaveno kůže, aby byla lépe nasimulována svalovina srdce. Obal kůže s podkožním tukem by zapříčinil vysokou impedanci a velké zkreslení výsledků. Stehna byla ponořena do fyziologického roztoku o teplotě 37°C. Takto byly připraveny dvě pokusné nádoby. Přepínač byl zapojen dle popisu uvedeného výše. V jedné nádobě byl proveden test bipolárního a ve druhé test unipolárního módu při použití přepínače.

Test bipolárního módu

Pro test bipolární ablace byl přepínač nastaven do polohy pro bipolární mód. Maso bylo zcela ponořeno ve fyziologickém roztoku. Na jeho povrch byly přiloženy oba ablační katétry, jeden vedoucí z ablační jednotky a jeden z přepínače (obr. 26). Okamžitě po vnoření do fyziologického roztoku a přiložení na maso dojde k uzavření elektrického obvodu. To je znatelné na ablační jednotce, kde je okamžitě možno odečítat z displejů impedanci a teplotu ve stupních Celsia měřenou katétrů.



Obrázek 26 Bipolární ablace

Po vhodném umístění katétru byly na ablační jednotce nastaveny parametry pro následující test – bipolární ablací. Aplikovaná energie byla nastavena na 30W, čas aplikace pak na 30s. Impedance se pohybovala mezi 80- 90 Ω . Tato hodnota je běžná při klasickém zapojení bez přepínače. Z toho vyplývá, že samotný přepínač nijak nezatěžuje elektrický obvod.

Po nastavení parametrů byla provedena ablace. U distálních pinů obou katétrů byla již během ablace pozorovatelná tvorba lézí. Po uplynutí času byly katétrů odstraněny. Na mase vznikly léze u hrotů obou katétrů (obr. 27).



Obrázek 27 Léze vytvořená bipolární ablací

Test unipolárního módu

Pro tento test byl přepínač nastaven do polohy pro unipolární mód. Na maso byla přilepena nalepovací indiferentní elektroda, tato soustava pak byla ponořena do fyziologického roztoku. Na povrch masa byl přiložen ablační katétr vedoucí přímo z ablační jednotky (obr.28). Jednalo se tedy o klasickou unipolární ablaci s tím rozdílem, že na cestě mezi indiferentní elektrodou a ablační jednotkou byl připojen přepínač. Po vnoření katétru do fyziologického roztoku bylo opět možné odečíst impedanci a teplotu roztoku s masem.



Obrázek 28 Konfigurace testu unipolární ablace

Po umístění katétru viditelném na obrázku 28 byly nastaveny parametry pro test. Ablací energie byla nastavena na 30W, ablační čas na 30s . Impedance dosahovala hodnot okolo 90-100 Ω . Po spuštění ablace začal téct elektrický proud mezi hrotem katétru a indiferentní elektrodou. Vzniklá léze byla na povrchu široká. Elektrický proud v tkáních protéká cestou nejmenšího odporu (obr. 29).



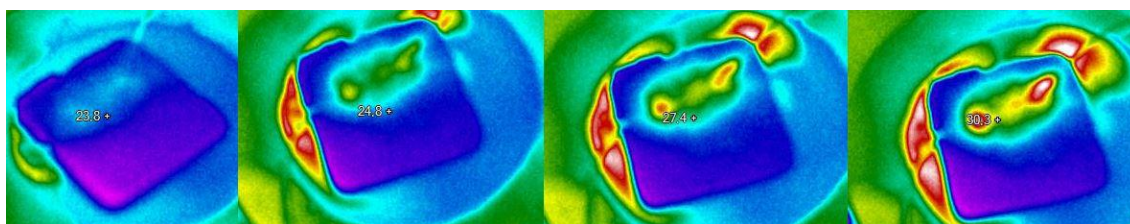
Obrázek 29 Léze vzniklá při unipolární ablaci

Tyto dva testy ukázaly 100% funkčnost vytvořeného přepínače.

3.6 Porovnání bipolární a unipolární ablace při použití přepínače

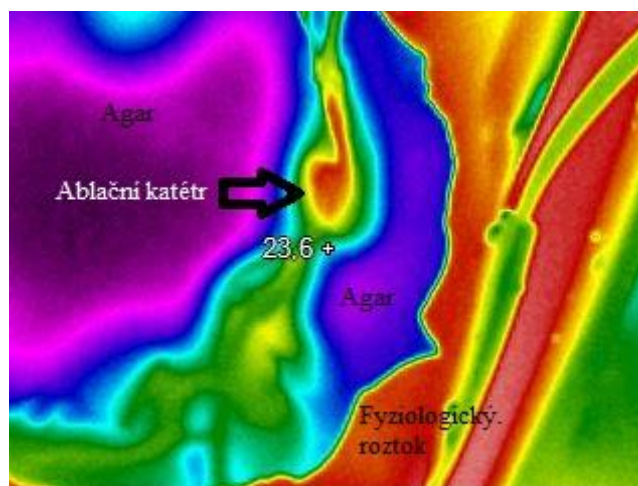
3.6.1 Porovnání lézí na agarovém modelu

Pro porovnání tvorby lézí byly vytvořeny 3cm vysoké, 5x5cm široké agarové vzorky, které byly ponořeny do fyziologického roztoku o teplotě 37°C. Změny teplot byly zkoumány termokamerou Fluke Ti 25 ®. Do agarových modelů pro bipolární ablaci byly umístěny dva proplachové katétry 3,5cm od sebe. Na obrázku 30 jsou zřejmé změny teplot při spuštění ablace (25W, 30s). Je zde dobře viditelné propojení lézí mezi oběma hroty katétrů.



Obrázek 30 Léze na agarovém modelu při bipolární ablaci

Při unipolárním módu byl vzorek umístěn na indifferenční elektrodu a do něj byl umístěn jeden proplachový katétr. Ablace byla vykonána 25W po dobu 30s. Bylo viditelné, že elektrický proud ohřívá více poplachový fyziologický roztok než agarový vzorek z důvodu rozdílných vodivostí. Po 30s ablaci došlo k nejvyššímu ohřevu v lázni okolo agarového modelu a u hrotu ablačního katétru. Toto je vidět na obrázku 31.



Obrázek 31 Léze na agarovém modelu při unipolární ablaci

V místě označení teploty je umístěn ablační katétr, modré okraje značí okraje vzorku. Indifferenční elektroda je pod celou plochou vzorku. Červená oblast pak ukazuje fyziologický roztok okolo agarového modelu, který byl při ablaci nejvíce zahřátý. Vzniklá léze agarovým modelem vede od ablačního katétru směrem dolů - je patrná zelenou barvou na obrázku 31.

3.6.2 Porovnání lézí na kuřecím mase

Pro testování bylo použito 6 vzorků, 3 pro bipolární a 3 pro unipolární ablaci. Ablace byly provedeny proplachovými 4mm ablačními katétry. Nastavení parametrů bylo následující: energie 30W, ablační čas 90 s, průtok chlazení 17 ml/min u obou módů ablaci. Předem byla změřena vzdálenost mezi katétry u bipolární ablaci a také vzdálenost katétru od indifferenční elektrody při unipolární ablaci. Po provedení ablaci byly vzniklé léze porovnány.



Obrázek 32 Bipolární ablace

Výsledky bipolární ablace

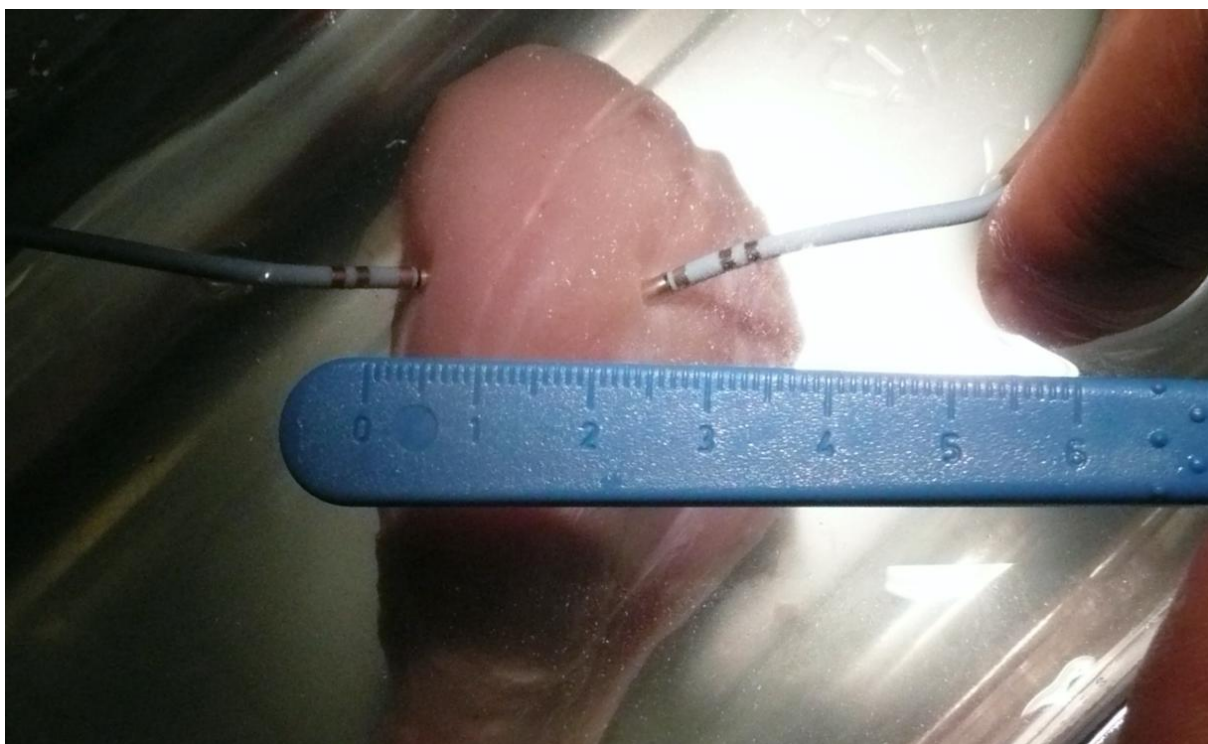
Vzdálenost ablačních katétrů se ukázala jako určující pro tvorbu lézí. Dvě ze tří ablací vytvořily transmurnální lézi, při jedné ablaci došlo k popu ve 37 sekundě ablace. Výsledky bipolární ablace jsou uvedeny v tabulce 4.

Tabulka 4 Výsledky bipolární ablace při použití přepínače

| Výsledky bipolární ablace kuřecího masa | | | | | | | |
|--|------------------|----------------|------------|---------------|---------------------------|-------------------|---------------------|
| | Impedance | Energie | Čas | Průtok | Vzdálenost katétrů | Délka léze | Transmurální |
| 1. | 98 Ω | 30 W | 90 s | 17 ml/min | 2 cm | 2 cm | Ano |
| 2. | 102 Ω | 30 W | 90 s | 17 ml/min | 2,5 cm | 0,7cm, 0,4cm | Ne |
| 3. | 96 Ω | 30 W | 90 s | 17 ml/min | 2 cm | 2 cm | Ano |

Pokus č. 2 ukázal závislost transmurality lézí na vzdálenosti hrotů obou katétrů. V tomto pokusu se vytvořily léze do vzdálenosti 0,7 cm od katétru zapojeného přímo v ablační jednotce a 0,4 cm od katétru zapojeného v přepínači. Tato nesrovnalost je způsobena skutečností, že katétr zapojený do přepínače simuluje indiferentní elektrodu, elektrický proud tedy teče směrem do tohoto katétru. To způsobí pomalejší zahřívání a tedy menší délku léze. Pop byl zaznamenán u pokusu č. 1 ve 37 s, v ostatních pokusech se již nevyskytl.

Na obrázku 33 je možno vidět umístění katétrů.



Obrázek 33 Vzdálenost katétrů při bipolární ablaci

Obrázek 34 a 35 zobrazuje vytvořené léze v pokusech číslo 2 a 3.



Obrázek 34 Léze na kuřecím mase po bipolární ablaci č. 2



Obrázek 34 Léze na kuřecím mase po bipolární ablaci č. 3

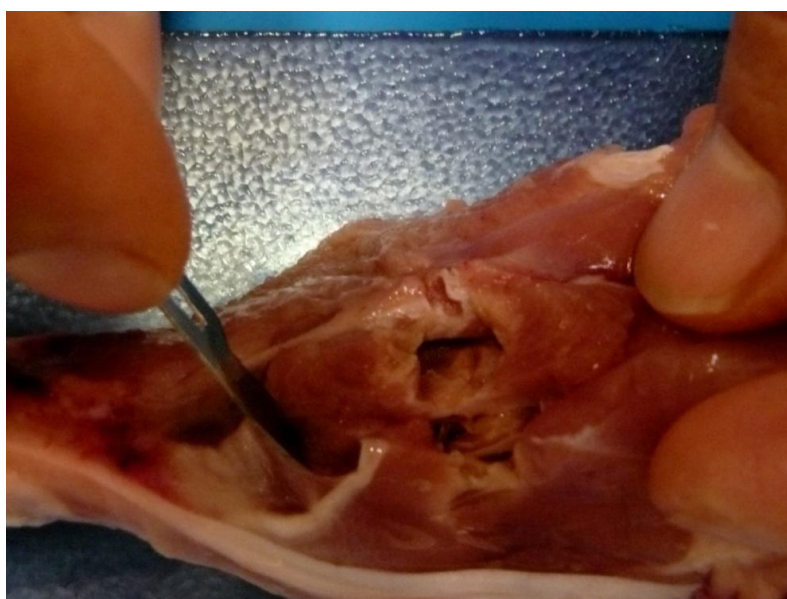
Výsledky unipolární ablace

Při unipolární ablaci byla využita nalepovací indiferentní elektroda a proplachový 4mm ablační katétr. Testované maso bylo ponořeno do fyziologického roztoku. Vzdálenost hrotu katétru a indiferentní elektrody byla okolo 5 cm, to se však ukázalo jako zavádějící. Při ablaci uvnitř srdce pacienta je tato vzdálenost mnohem větší. To znamená větší impedanci a nižší proudovou hustotu než při pokusné ablaci. I přes tuto skutečnost nebyly vzniklé léze transmurní, došlo však ke vzniku širokých povrchových lézí. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 5.

Tabulka 5 Výsledky unipolární ablace při použití přepínače

| Výsledky unipolární ablace kuřecího masa | | | | | | | |
|---|------------------|----------------|------------|---------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| | Impedance | Energie | Čas | Průtok | Šířka léze | Hloubka léze | transmurální |
| 1. | 95 Ω | 30 W | 90 s | 17 ml/min | 1 cm ² | 5mm | Ne |
| 2. | 89 Ω | 30 W | 90 s | 17 ml/min | 1,2 cm ² | 3mm | Ne |
| 3. | 93 Ω | 30 W | 90 s | 17 ml/min | 1,3 cm ² | 6mm | Ne |

Je zřejmé, že při unipolární ablaci nedosahují léze takové hloubky jako při bipolární ablaci. Při testech však nedošlo k žádnému popu, elektrický proud se rozložil více po povrchu masa. Výsledná léze u pokusu č. 3 je vyobrazena na obrázku 36.



Obrázek 35 Vzniklá léze na kuřecím masu při unipolární ablaci

Při porovnání testů bipolární a unipolární ablace na kuřecím mase se ukázala bipolární ablace jako mnohem účinnější při tvorbě transmurálních lézí. Hloubka lézí byla znatelně větší u bipolární ablace. Při ablaci mezikomorového septa je zapotřebí vytvořit transmurální lézi viz studie [9,10,11], bipolární ablace se tedy jeví jako mnohem efektivnější. Pro vytvoření transmurální léze unipolárním módem by bylo nutné aplikovat elektrickou energii mnohem delší čas z obou stran stěny.

4 Závěr

Bakalářská práce se zabývá katetrizační ablací srdečních arytmií různými způsoby aplikovaných energií, především pak elektrickým proudem o frekvenci 500 – 750 kHz.

Hlavním cílem práce bylo vytvořit přepínač napětí pro bipolární a unipolární ablací, který bude otestován a následně použit pro porovnání se studiemi zabývajícími se bipolární ablací. Tento přepínač byl úspěšně vytvořen nejdříve schematicky a následně v elektrotechnické dílně Technické univerzity v Liberci. Design přepínače se odvíjí od použité krabičky, logika ovládání byla navrhována jednoduše, pro snadnou obsluhu a pohotovostní přepínání. Testování přepínače se odehrálo na Klinice kardiologie IKEM. Při tomto testování bylo dosaženo podobných hodnot impedancí a teplot jako při konvenčním zapojení, požadovaná funkčnost přepínače byla tedy potvrzena. V návaznosti bylo provedeno porovnání hloubky vzniklých lézí při bipolární a unipolární ablací na agarovém modelu a kuřecí mase.

V této práci je možné dále pokračovat a zkoumat hloubky lézí při použití přepínače. Toto téma by bylo dobré prohloubit, protože bipolární ablace se ukazuje jako významně lepší pro přerušení určitých typů arytmií souvisejících se septem a mitrálním isthmem, širší klinické zkušenosti a testování však zatím chybí.

Seznam bibliografických citací

- [1] SCHMITT C., ZRENNER B., DEISENHOFER I. Catheter Ablation of Cardiac Arrhythmias, A Practical Approach, 2006. Springer, ISBN 3-7985-1575-1
- [2] WILBER, David J, Douglas PACKER a William G STEVENSON. *Catheter ablation of cardiac arrhythmias: basic concepts and clinical applications*. 3rd ed. Malden, Mass.: Blackwell Pub., c2008, xi, 375 p. ISBN 14-051-3117-9.
- [3] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.
- [4] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. 2., rozš. vyd. Praha: Grada, 2005, 149 s. ISBN 80-247-0960-0.
- [5] ROZMAN, J. a kol. *Elektronické přístroje v lékařství*. 1. vydání. Praha : Academia, 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [6] EISENBERGER, M. BULAVA, A. FIALA, M. *Základy srdeční elektrofyzologie a katétrových ablací*. 1. vydání Praha: Grada Publishing, 2012. 264 s. ISBN 978-80-247-3677-8
- [7] FERKO, A. VOBOŘIL, Z. ŠMEJKAL, K. BEDRNA J. *Chirurgie v kostce*. 1. vydání Praha: Grada Publishing, 2002. 596 s. ISBN 978-80-247-0230-8.
- [8] MURGATROYD, F. KRAHN, A. YEE, R. SKANES, A. KLEIN, G. *Handbook of cardiac electrophysiology: A practical guide to invasive EP studies and catheter ablation*. 1. vydání: ReMedica Publishing, 2002. 238s. ISBN 978-1901346374
- [9] SIVAGANGABALAN, G. B.Sc., M.B.B.S., BARRY, M.A. B.Sc., HUANG, K. B.Sc., LU, J. POULIOPOULOS, J. M.Sc., THOMAS, S.P. M.B., PH.D., ROSS, D.L.M.B.B.S., THIAGALINGAM, A. M.B.B.S., PH.D., KOVOOR, P. M.B.B.S., PH.D. *Bipolar Ablation of the Interventricular Septum is More Efficient at Creating a Transmural Line than Sequential Unipolar Ablation*. Cardiology Department, Westmead Hospital, Sydney, Australia. 2010
- [10] Nagashima, K. MD; Watanabe, I. MD; Okumura, Y. MD; Ohkubo, K. MD; Kofune, M. MD; Ohya, T. MD; Kasamaki, Y. MD; Hirayama, A. MD. *Lesion*

Formation by Ventricular Septal Ablation With Irrigated Electrodes. Circulation Journal, 2011, vol. 75. ISSN-1346-9843

- [11] Ohkubo et al. A novel technique for improved lesions in the coronary sinus. Int Heart J, 2012, 53: 129- 132
- [12] Převodní systém srdeční. [online]. [cit. 2013-01-22]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/P%C5%99evodn%C3%AD_syst%C3%A9m_srde%C4%8Dn%C3%AD
- [13] Léze vytvořená kryoablací. [online]. [cit. 2013-01-05]. Dostupné z: <http://www.cryocath.com/en/1.medical.professionals/101.1.1.ep.eur.treating.asp>
- [14] ICEWALKER. Fibrilace síní. [online]. [cit. 2012-10-24]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Srdce_fibrilace_sini.png
- [15] Laserová ablace. [online]. [cit. 2013-01-12]. Dostupné z: http://www.european-hospital.com/en/article/8632-Leaders_in_Electrophysiology_Discuss_Improving_Atrial_Fibrillation_Treatment_Using_Laser_Ablation_Catheter.html
- [16] Dvoupolohový přepínač. [online]. [cit. 2013-02-11]. Dostupné z: www.rcmania.cz
- [17] Anatomie srdce. [online]. [cit. 2012-11-24]. Dostupné z: <http://absolventi.gymcheb.cz/2006/pechrjir/srdce.html>
- [18] Schéma EKG. [online]. [cit. 2013-02-20]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Ekg-schema.png>
- [19] EKG křivky. [online]. [cit. 2013-02-12]. Dostupné z: <http://ekg.kvalitne.cz>

Seznam příloh

Příloha 1 Vytvořený přepínač